

Radiologe 2011 · 51:38–43
DOI 10.1007/s00117-010-1999-4
Online publiziert: 28. November 2010
© Springer-Verlag 2010

N. Glaser-Gallion¹ · B. Stinn¹ · H. Alkadhi² · M. Lell³ · H.W. Goo⁴ · J. -F. Paul⁵ · S. Wildermuth¹ · S. Leschka¹

¹ Institut für Radiologie, Kantonsspital St.Gallen, Universität Zürich, St. Gallen

² Institut für Diagnostisch und Interventionelle Radiologie, Universitätsspital Zürich

³ Institut für Radiologie, Universitätsklinikum Erlangen

⁴ Asan Medical Center, Department of Radiology,
University of Ulsan, College of Medicine, Seoul

⁵ Radiology Unit, Marie Lannelongue Hospital, Plessis Robinson

Die Computertomographie bei der Bildgebung von Kindern mit kongenitalen Herzvitien

Kongenitale Herzfehler treten mit einer Inzidenz von ca. 4–50/1000 Lebendgeburten auf [2]. Dank verbesserter medizinischer Versorgung und Operationsverfahren erreichen 85% der Betroffenen das Erwachsenenalter [3]. Jedes Jahr werden in Deutschland etwa 6000 Kinder mit Herzfehlern geboren. Die technologischen Fortschritte und der Routineeinsatz der Echokardiographie haben zu einer Verbesserung der Diagnosestellung vieler Herzfehler geführt.

Bildgebende Methoden

Die Echokardiographie hat inzwischen die Katheterangiographie als bildgebende Methode der Wahl bei den meisten Fragestellungen abgelöst [4]. Die Magnetresonanztomographie (MRT) ist aufgrund ihrer Fähigkeit, Herzvitien morphologisch und funktionell zu charakterisieren, ein wichtiges ergänzendes Verfahren [1]. Zu den Vorzügen der Echokardiographie gehören die schnelle Verfügbarkeit, die fehlende Belastung des Patienten durch Röntgenstrahlen und nicht zuletzt die geringen Kosten. Ein Großteil der Patienten kann während der Kindheit oder im Erwachsenenalter entweder operativ oder interventionell behandelt werden. In vielen Fällen bleiben die Patienten allerdings lebenslang chronisch krank, sodass bei 50% lebenslange Verlaufskont-

rollen notwendig sind [5]. Die Anzahl betroffener Kinder, Jugendlicher und Erwachsener in Deutschland beträgt zurzeit etwa 300.000. Die kardiale Computertomographie (CT) ist ein ergänzendes Verfahren zur Abklärung kongenitaler Herzerkrankungen, das in den letzten Jahren zunehmend an Bedeutung gewonnen hat. Durch technische Innovationen konnte die räumliche und zeitliche Auflösung der CT erheblich verbessert werden. Die Synchronisation mit dem Elektrokardiogramm (EKG) ermöglicht eine genaue Darstellung des schlagenden Herzens und eine ausgezeichnete Beurteilung der Koronararterien sowie auch der angrenzenden vaskulären Strukturen. Dies macht die kardiale CT zu einer geeigneten Methode der präoperativen Planung und postoperativen Kontrolle nach chirurgischer Korrektur kongenitaler Herzfehler [6].

Technische Leistungsfähigkeit moderner CT-Systeme

Die technische Leistungsfähigkeit eines CT-Systems für die kardiale Bildgebung ist im Wesentlichen durch 3 Parameter definiert, die

- räumliche Auflösung,
- zeitliche Auflösung und
- Geschwindigkeit der Volumenabdeckung.

Die räumliche Auflösung bestimmt, wie detailgetreu kleine kardiale und extrakardiale Strukturen abgebildet werden. Sie ist auch maßgeblich für die Qualität sekundärer Rekonstruktionen des Datensatzes in Ebenen außerhalb der transversen Schichtakquisition. Die zeitliche Auflösung ist entscheidend für die Kompensation von Bewegungsartefakten durch den Herzschlag und ist insbesondere bedeutend für die Abbildung der sich schnell bewegenden Koronararterien. Die Geschwindigkeit der Volumenabdeckung hat gleichfalls einen nachhaltigen Einfluss auf die Kompensation von Artefakten durch Körperbewegung und Atmung. Gerade bei pädiatrischen Patienten führen Artefakte durch Bewegung oder Atmung oft zu einer stärkeren Beeinträchtigung der Bildqualität als die ungenügende Kompensation einer hohen Herzfrequenz.

Einröhrensysteme

Moderne Einröhrensysteme bieten eine Schichtakquisition von 64–320 Zeilen bei einer räumlichen Auflösung von 0,4–0,625 mm. Grundsätzlich ist eine Akquisition von mindestens 180° der Projektionsdaten pro Umdrehung für die Bildgenerierung notwendig. Entsprechend haben moderne Einröhrensysteme bei Rotationszeiten von aktuell 270–350 ms eine zeitliche Auflösung von 135–175 ms. Die hohe Ge-

schwindigkeit der Volumenabdeckung von 320-Zeilen-CT-Systemen erlaubt die Akquisition der Bilddaten für das Herz in weniger als 1 s.

Zweiröhrensysteme

Zweiröhrensysteme bestehen aus 2 senkrecht zueinander stehenden Röntgenröhrendetektorsystemen. Für die zur Bilderzeugung notwendige Datenakquisition von 180° wird infolgedessen nur eine Viertelrotation jedes Röhrendetektorpaars benötigt [7]. Dadurch ist bei den derzeit erreichbaren Rotationszeiten von 270–330 ms die zeitliche Auflösung 75–82 ms. Vergleichbar mit den Einröhrensystemen ist die räumliche Auflösung bei 0,4 mm. Die Akquisitionszeit für die Untersuchung des Herzens mit den neuesten Zweiröhrensystemen beträgt ca. eine Viertelsekunde.

Eine Besonderheit der Zweiröhrensysteme besteht in der Möglichkeit, CT-Untersuchungen mit einem sehr hohen Pitchfaktor von bis zu 3,4 durchzuführen [8]. Dadurch können das gesamte Herz während eines einzigen Herzschlags oder ein pädiatrischer Thorax in weniger als 1 s gescannt werden. Die Diastole wird aus der Analyse der vorherigen Herzschläge vorhergesagt und die Untersuchung automatisch gestartet. Jede Datenakquisition erfolgt dabei in der Diastole mit einer zeitlichen Auflösung von 75 ms, wobei die einzelnen Schichten zeitlich um wenige Millisekunden im Herzrhythmus versetzt sind. Aufgrund der hohen Geschwindigkeit der Volumenabdeckung können Körperbewegungen während der Untersuchung besser kompensiert werden, wodurch die Abbildungsqualität insbesondere bei der Untersuchung von Kleinkindern und Säuglingen verbessert wird. Bildbeispiele verschiedener kongenitaler Herzfehler, die mit einem Zweiröhrensystem untersucht wurden, sind in **Abb. 1, 2, 3 und 4** dargestellt.

Untersuchungsprotokolle

Grundsätzlich lässt sich eine kardiale CT-Untersuchung mit und ohne EKG-Synchronisierung durchführen. Tatsächlich ist für die meisten Fragestellungen bei pädiatrischen kongenitalen Herzvitien eine

Zusammenfassung · Abstract

Radiologe 2011 · 51:38–43 DOI 10.1007/s00117-010-1999-4
© Springer-Verlag 2010

N. Glaser-Gallion · B. Stinn · H. Alkadhi · M. Lell · H.W. Goo · J. -F. Paul · S. Wildermuth · S. Leschka

Die Computertomographie bei der Bildgebung von Kindern mit kongenitalen Herzvitien

Zusammenfassung

Kongenitale Herzfehler sind die häufigsten kongenitalen Fehlbildungen. Echokardiographie und Katheterangiographie gelten allgemein als Goldstandard zur Abklärung angeborener Herzerkrankungen. Die Magnetresonanztomographie ist aufgrund ihrer Fähigkeit, Herzvitien morphologisch und funktionell zu charakterisieren, als ein wichtiges ergänzendes Verfahren anzusehen. Durch mehr und mehr dosissparende Untersuchungsprotokolle der neuesten Gerätegenerationen und eine gleichzeitig bessere zeitliche und räumliche Auflösung findet die Computertomographie zunehmend Eingang in die Abklärung kongenitaler Herzfehler. In der präoperativen Planung und der postoperativen Kontrolle erlaubt sie eine übersichtliche Darstel-

lung komplexer Fehlbildung nicht nur des Herzens, sondern auch der pulmonalvenösen und -arteriellen Zirkulation sowie des systemischen Kreislaufs. Dieser Beitrag gibt eine Übersicht über die technischen Aspekte der kardialen CT und die Anpassung des Untersuchungsprotokolls an die zu erwartende Pathologie und das Alter des Kindes. Zudem werden die Möglichkeiten und Limitationen der unterschiedlichen dosissparenden Protokolle erläutert.

Schlüsselwörter

Kongenitale Herzfehler · Kardiale Computertomographie · Strahlenexposition · Low-dose-Protokolle · Dual-source-CT

Computed tomography for imaging of pediatric congenital heart disease

Abstract

Congenital heart diseases are the most common congenital abnormalities of development. In general, echocardiography and cardiac catheter angiography are considered the gold standard for the evaluation of congenital heart disease. Cardiac magnetic resonance imaging has become an important supplementary imaging modality because of its ability to provide an accurate morphological and functional evaluation. The role of cardiac computed tomography in the imaging of patients with congenital heart disease is becoming increasingly more important due to the development of low radiation dose protocols and improvements in the spatial and temporal resolution. In the preoperative de-

piction and follow-up after surgical repair of congenital heart diseases, cardiac computed tomography provides detailed information of the heart, the venous and arterial pulmonary circulation as well as systemic arteries. This article reviews the technical aspects of cardiac CT and the modification of examination protocols according to the expected pathology and patient age. The potentials and limitations of the various radiation dose reduction strategies are outlined.

Keywords

Congenital heart disease · Cardiac computed tomography · Radiation dose · Low-dose protocol · Dual source CT



Abb. 1 ▲ Partielle anormale pulmonal-venöse Verbindung (weißer Pfeil) in die V. cava inferior (IVC) mit einer systemischen arteriellen Kollateralen (offener Pfeil) bei einem 17 Monate alten Mädchen mit Scimitar-Syndrom. Die CT-Untersuchung wurde in einem Helikalmodus bei einer Röhrenspannung von 80 kVp und einem Röhrenstrom-Zeit-Produkt von 122 mAs durchgeführt. Die effektive Strahlenexposition wurde mit 1,6 mSv berechnet. (Mit freundl. Genehmigung von Prof. Dr. Hyun Woo Goo, Asan Medical Center, Seoul, Südkorea)

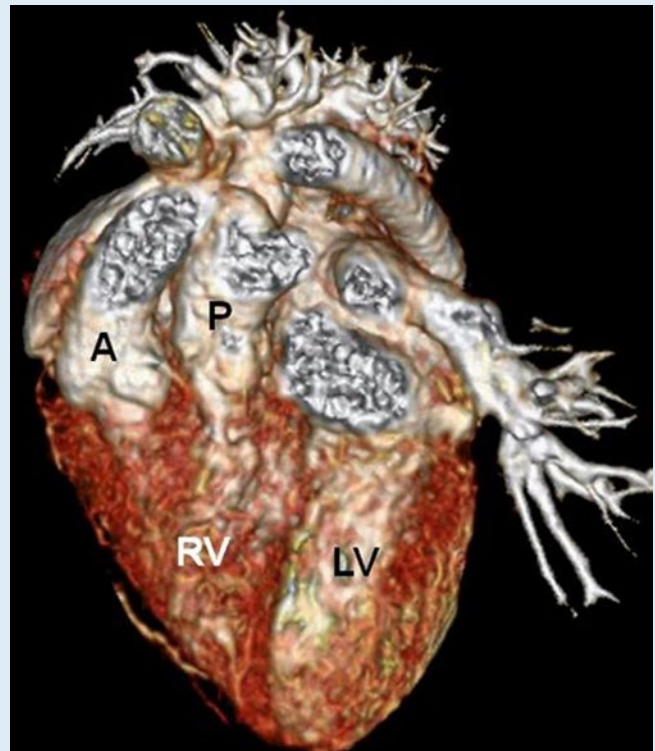


Abb. 2 ▲ „Double outlet right ventricle“, großer Ventrikelseptumdefekt und Pulmonalstenose bei einem 4 Monate alten Mädchen. Die CT-Untersuchung wurde in einem Helikalmodus bei einer Röhrenspannung von 80 kVp und einem Röhrenstrom-Zeit-Produkt von 99 mAs durchgeführt. Die effektive Strahlenexposition wurde mit 0,5 mSv berechnet. (Mit freundl. Genehmigung von Prof. Hyun Woo Goo, Asan Medical Center, Seoul, Südkorea). RV rechter Ventrikel, LV linker Ventrikel, A Aorta, P A. pulmonalis

nicht-EKG-synchronisierte Datenakquisition ausreichend. Ein Vorteil der neuesten Zweiröhren-CT-Generation mit hohem Pitchfaktor besteht darin, dass die EKG-synchronisierte CT die gleiche Strahlenexposition wie die nicht-EKG-synchronisierte CT hat, da die Datenakquisition und der Pitchfaktor nicht speziell an eine EKG-Synchronisierung angepasst werden müssen. Daher können die CT-Untersuchungen bei Patienten mit kongenitalen Herzvitien mit den neuen Zweiröhren-CT-Systemen mit hohem Pitchfaktor in EKG-Synchronisierung vorgenommen werden.

Nicht-EKG-synchronisierte CT

Grundsätzlich sind nicht-EKG-synchronisierte Untersuchungsprotokolle zur Beurteilung kleiner intrakardialer Strukturen und insbesondere der Koronararterien nicht geeignet, da die Herzbewegung zu Artefakten führt, solange die Datenakquisition nicht mit dem Herzschlag syn-

chronisiert erfolgt. Die meisten Fragestellungen bei pädiatrischen Patienten mit kongenitalen Herzvitien betreffen jedoch die großen kardialen und extrakardialen Strukturen und nicht die Koronararterien. Eine detaillierte Darstellung kleiner kardialer Strukturen und der Koronararterien ist daher häufig unnötig.

Gegenüber einer EKG-synchronisierten CT-Untersuchung hat die nicht-EKG-synchronisierte CT 2 wichtige Vorteile:

- Eine nicht-EKG-synchronisierte CT kann in der Regel mit einem höheren Pitchfaktor als die EKG-synchronisierte CT erfolgen. Dadurch ist die Dauer der Datenakquisition deutlich kürzer und das Auftreten von Körperbewegungen und die Atmung während der Untersuchung führen zu weniger Artefakten, insbesondere bei der Untersuchung von Neugeborenen und Kleinkindern.
- Aufgrund des höheren Pitchfaktors ist die Strahlenexposition bei der nicht-EKG-synchronisierten CT meist er-

heblich geringer als bei der EKG-synchronisierten Untersuchung.

Für die nicht-EKG-synchronisierte CT ist eine breitere Schichtkollimation zu empfehlen, um die Strahlenexposition zu reduzieren. Zudem werden dadurch die Geschwindigkeit der Volumenabdeckung erhöht und somit Bewegungs- und Atemartefakte reduziert.

EKG-synchronisierte CT

Eine EKG-synchronisierte Akquisition ist immer dann notwendig, wenn die Koronararterien oder sehr kleine intrakardiale Strukturen beurteilt werden müssen. Grundsätzlich stehen 2 Verfahren der EKG-Synchronisierung zur Verfügung:

- das retrospektive EKG-Gating und
- die prospektive EKG-Triggerung.

Retrospektive EKG-gegate CT

Bei der retrospektiven EKG-gegate CT erfolgt die Datenakquisition über den ge-

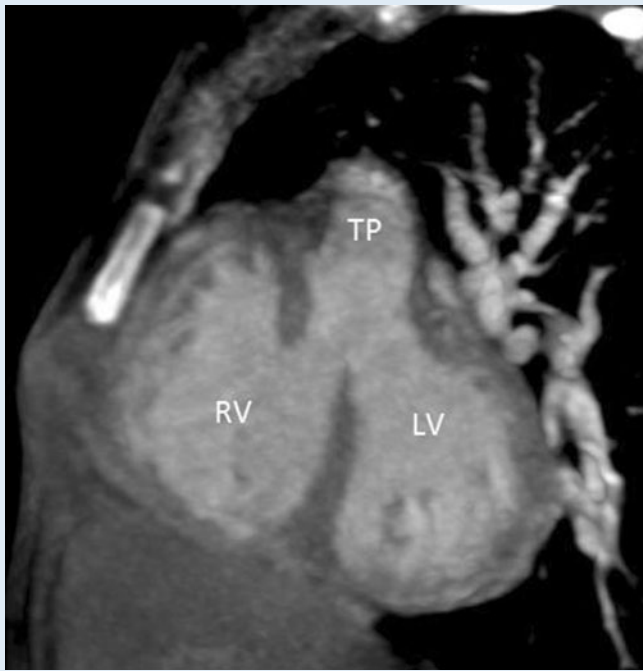


Abb. 3 ▲ „Double outlet right ventricle“ mit Taussig-Bing-Komplex und d-Transposition der großen Arterien bei einem 5 Monate alten Mädchen. Die Aorta entspringt aus dem rechten Ventrikel mit „reitendem“ Truncus pulmonalis über der Kommunikation zwischen beiden Ventrikeln. Die CT-Untersuchung wurde in einem Helikalmodus bei einer Röhrenspannung von 80 kVp und einem Röhrenstrom-Zeit-Produkt von 80 mAs durchgeführt. Die effektive Strahlenexposition wurde mit 1,8 mSv berechnet. RV rechter Ventrikel, LV linker Ventrikel, TP Truncus pulmonalis. (Mit freundl. Genehmigung von PD Dr. Michael Lell, Universitätsklinikum Erlangen, Deutschland)

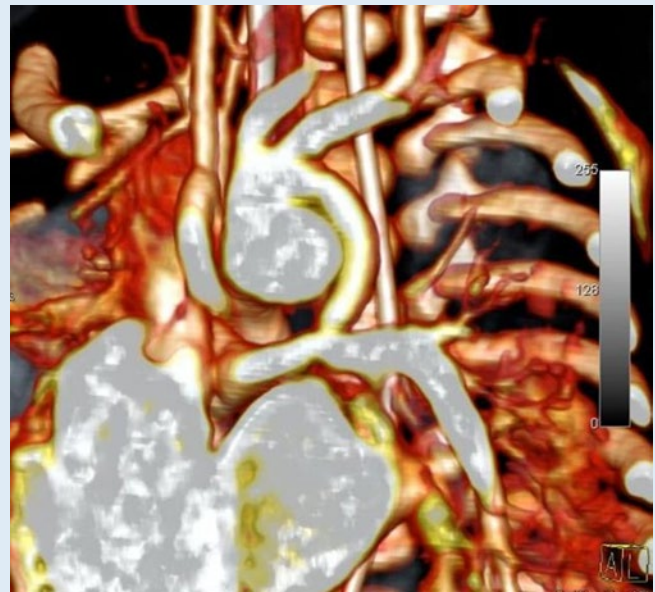


Abb. 4 ▲ Offene Blalock-Anastomose in einem 4 kg schweren Neugeborenen mit Pulmonalatresie. Die CT-Untersuchung wurde in einem Helikalmodus bei einer Röhrenspannung von 80 kVp und einem Röhrenstrom-Zeit-Produkt von 42 mAs durchgeführt. (Mit freundl. Genehmigung von Prof. Jean François Paul, Marie Lannelongue Hospital, Plessis Robinson, Frankreich)

samen Herzzyklus. Retrospektiv kann die Herzphase ausgewählt werden, in der die wenigsten Bewegungsartefakte vorliegen. Dazu wird eine Herzphase in der Enddiastole gewählt, in der die mittlere Bewegungsgeschwindigkeit aller Koronarsegmente am niedrigsten ist. Ein Nachteil der retrospektiven EKG-gegateten CT ist die erhöhte Strahlendosis. Eine EKG-gegate Untersuchung benötigt eine etwa 4-fache Strahlendosis im Vergleich zu nicht-EKG-synchronisierten Protokollen.

Prospektive EKG-getriggerte CT

Bei der prospektiv EKG-getriggerten Untersuchung wird der Zeitpunkt der Datenakquisition im Herzzyklus vor der Untersuchung („prospektiv“) definiert. Die Datenakquisition erfolgt dann im sequenziellen Modus, entsprechend der Detektorbreite im definierten Zeitpunkt des Herzzyklus. Dies wird beim nächsten Herzschlag zum gleichen Zeitpunkt des Herzzyklus an der angrenzenden Tischposition wiederholt, bis das ganze Unter-

suchungsgebiet abgedeckt ist. Dadurch, dass nur während einer kurzen Phase innerhalb des Herzzyklus und nicht über den gesamten Herzzyklus Daten akquiriert werden, ist die Strahlenexposition, bei erhaltener diagnostischer Genauigkeit, geringer als bei der retrospektiven EKG-gegateten Untersuchung [9]. Eine Voraussetzung für die prospektiv EKG-getriggerte Untersuchung ist jedoch eine verhältnismäßig niedrige Herzfrequenz, sodass diese Methode nur eingeschränkt bei Kleinkindern Anwendung finden kann. Eine kürzlich veröffentlichte Studie, bei der ein Zweiröhrensystem eingesetzt wurde, ergab bei prospektiver EKG-Triggerung bei pädiatrischen Patienten eine mittlere Strahlenexposition von nur 0,4 mSv [10]. Ein Bildbeispiel für die prospektiv EKG-getriggerte CT-Untersuchung zeigt ■ **Abb. 5**.

Strategien zur Reduktion der Strahlenexposition

Speziell bei Neugeborenen und Kleinkindern ist die Strahlenexposition von außerordentlich großer Bedeutung, da die Organsensitivität gegenüber Strahlung bei Neugeborenen und Kleinkindern erheblicher ist höher als bei Erwachsenen, mit entsprechend höherer Wahrscheinlichkeit, im Verlauf ihres Lebens einen strahleninduzierten Tumor zu entwickeln [11]. Verschiedene Strategien zur Reduktion der Strahlenexposition kommen bei der kardialen CT zur Anwendung. Wenn diese Möglichkeiten ausgeschöpft werden, kann unter günstigen Bedingungen die Strahlenbelastung auf unter 1 mSv gesenkt werden [8, 12].

Begrenzung der Datenakquisition

Grundsätzlich sollte man sich bei CT-Untersuchungen kongenitaler Herzvitien auf eine einzige Kontrastmittelfase be-

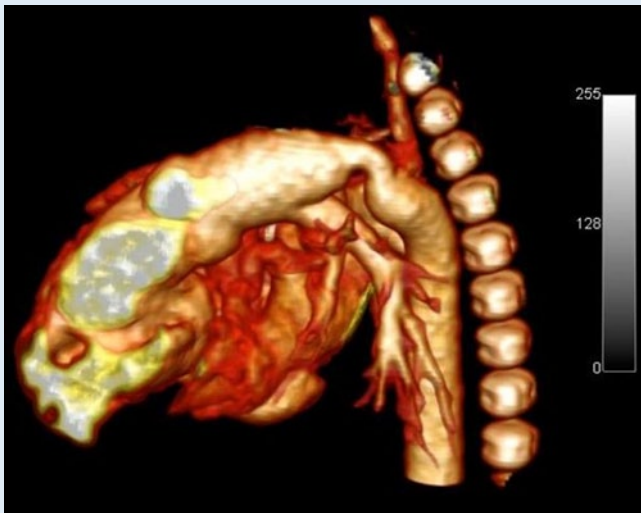


Abb. 5 ▲ Coarctatio aortae bei einem Neugeborenen mit offenem Ductus arteriosus. In der vorliegenden Kontrastmittelfase ist die Aorta ascendens noch nicht kontrastiert. Die CT-Untersuchung wurde mit prospektiver EKG-Triggerung bei einer Röhrenspannung von 80 kVp und einem Röhrenstrom-Zeit-Produkt von 32 mAs durchgeführt. (Mit freundl. Genehmigung von Prof. Jean François Paul, Marie Lannelongue Hospital, Plessis Robinson, Frankreich)

schränken. Hierzu ist eine entsprechende Optimierung der Kontrastmittelapplikation auf die zu beantwortende Fragestellung notwendig.

Des Weiteren sollte die z-Achsen-Abdeckung so klein wie notwendig gewählt werden, da die Strahlenexposition direkt proportional zur z-Achsen-Abdeckung ist und insbesondere bei EKG-synchronisierten Protokollen jeder Zentimeter mehr an z-Achsen-Abdeckung mit einer relevanten und unnötigen Strahlenexposition einhergeht.

In einer kürzlich veröffentlichten Studie wurde gezeigt, dass sich bei der retrospektiven EKG-getriggerten Herz-CT bei Erwachsenen die Strahlenexposition für jeden eingesparten Zentimeter in z-Achsen-Abdeckung um 0,7 mSv reduzieren lässt [13].

Anpassung der CT-Parameter an das Körpergewicht

Die einfachste und effektivste Möglichkeit, um die Strahlenexposition zu reduzieren, besteht in der Verwendung körperlsgewichtsadaptierter Untersuchungsprotokolle. In unserer Abteilung verwenden wir für die Wahl der Scanparameter bei Erwachsenen den Body Mass Index (BMI) und bei Neugeborenen und

Kleinkindern das Körpergewicht. Bei erwachsenen Patienten mit normalem Körpergewicht ($\text{BMI} < 25 \text{ kg/m}^2$) verwenden wir eine Röhrenspannung von 100 kVp und ein Röhrenstrom-Zeit-Produkt von 220 mAs/Rotation. Bei übergewichtigen Patienten ($\text{BMI} > 25 \text{ kg/m}^2$) erfolgt die CT mit einer Röhrenspannung von 120 kVp und einem Röhrenstrom-Zeit-Produkt von 330 mAs/Rotation. Durch die Reduktion der CT-Parameter bei normalgewichtigen Erwachsenen lässt sich die Strahlenexposition um etwa die Hälfte gegenüber derjenigen bei übergewichtigen Patienten reduzieren [14].

Bei Neugeborenen und Kleinkindern wird grundsätzlich eine Röhrenspannung von 80 kVp verwendet. Da die Strahlenexposition sich mit der Quadratwurzel der Röhrenspannung reduziert, bedeutet eine Verwendung von 80 gegenüber 120 kVp eine Reduktion der Strahlenexposition um 65%. Ein weiterer positiver Effekt der verminderten Röhrenspannung ist der erhöhte Schwächungswert von Iod bei 80 kVp mit entsprechend stärkerer Kontrastierung der iodhaltigen vaskulären Strukturen. Dadurch lassen sich als Nebeneffekt das Volumen und die Injektionsrate des applizierten Kontrastmittels bei Neugeborenen und Kindern reduzieren. Wir empfehlen die Verwen-

dung eines Röhrenstrom-Zeit-Produkts von 10 mAs/kgKG bis zu einem Körpergewicht von 6 kg. Für Kinder mit einem Körpergewicht von 7–25 kg verwenden wir 100 mAs, von 25–50 kgKG 120 mAs und für Patienten mit einem Gewicht $> 50 \text{ kgKG}$ 160 mAs.

EKG-basierte Röhrenstrommodulation

Die hohe Strahlenexposition bei der retrospektiven EKG-getriggerten CT entsteht überwiegend durch die Akquisition von Daten über den gesamten Herzzyklus. Dadurch werden redundante Daten akquiriert, die nicht zwangsläufig zur Auswertung benötigt werden. Eine weit verbreitete Maßnahme zur Reduktion der Strahlenexposition bei der retrospektiven EKG-getriggerten CT ist die EKG-basierte Röhrenstrommodulation (so genanntes „EKG-Pulsing“). Bei dieser Technik liegt der Nennröhrenstrom nur in einem bestimmten Intervall des Herzzyklus vor, während im restlichen Zeitintervall des Herzzyklus der Röhrenstrom auf 20% oder weniger reduziert wird. Die Bildqualität außerhalb des vollen Nennröhrenstroms ist durch Bildrauschen erheblich beeinträchtigt, sodass diese Herzphasen nicht mehr für eine detaillierte Beurteilung kleiner kardialer Strukturen zur Verfügung stehen. Daher sollte die Weite des Zeitintervalls mit vollem Röhrenstrom anhand der Herzfrequenz adaptiert werden [15, 16]. Die Anwendung der EKG-basierten Röhrenstrommodulation führt zu einer Reduktion der Strahlenexposition um bis zu 64% [16].

Patientenvorbereitung

Die Patientenvorbereitung ist für die Qualität einer CT-Untersuchung häufig ebenso wichtig wie die Wahl des richtigen Untersuchungsprotokolls. Der radiologisch-technische Assistent sollte Erfahrung im Umgang mit pädiatrischen Patienten mit kongenitalen Herzfehlern haben. Es sollten auch die Umgebungsbedingungen optimiert werden, um ein möglichst störungsfreies Umfeld zu schaffen. Die Anwesenheit einer Bezugsperson im Untersuchungsraum ist häufig hilfreich, um die Patienten zu beruhigen. Ge-

gebenfalls ist eine medikamentöse Sedierung zu erwägen. Auch die Optimierung der Kontrastmittelapplikation kann dazu beitragen, dass die Untersuchung gut gelingt.

Sedierung

Nach unserer Erfahrung ist bei Neugeborenen zur CT-Untersuchung keine Sedierung erforderlich. Bei sehr unruhigen Kleinkindern kann eine medikamentöse Sedierung zur Vermeidung von Bewegungsartefakten notwendig sein. Dazu verabreichen wir Midazolamhydrochlorid über einen Nasalapplikator in der Dosierung von 0,1 mg/kg. Diese Applikationsform ist nach unserer Erfahrung sehr gut verträglich und führt für etwa 15–20 min zu einer ausreichenden Sedierung. Ab dem Zeitpunkt der Medikamentenapplikation sollte die Sauerstoffsättigung überwacht werden.

Kontrastmittelapplikation

Wir verwenden Iodixanol mit einer Konzentration von 320 mg Iod/ml, das gewichtsadaptiert mit 2 ml/kgKG verabreicht wird. Um eine gleichmäßige Injektion und somit eine homogene Kontrastierung zu gewährleisten, erfolgt die Kontrastmittelgabe mit Hilfe eines Injektionsautomaten. Die Flussgeschwindigkeit liegt dabei zwischen 0,5 und 1 ml/s in Abhängigkeit vom venösen Zugangsweg. Bei Neugeborenen und Kleinkindern starten wir die Untersuchung 15 s nach Beginn der Kontrastmittelinjektion bei einem peripheren Venenzugang und 10 s nach Beginn der Injektion bei einem zentralvenösen Zugang. Bei älteren Kindern etwa ab dem 7. Lebensjahr erfolgt der Start der Datenakquisition mit der Bolustracking-technik. Hierfür wird die Kontrastmittelanflutung im linken Ventrikel gemessen und ab dem Erreichen des eingestellten Schwellenwerts von 70 Hounsfield-Einheiten (HE) die Datenakquisition automatisch gestartet. Das genaue Protokoll der Kontrastmittelapplikation richtet sich nach der zu erwartenden Pathologie und etwaigen vorangegangenen chirurgischen Modifikationen der venösen Systeme.

Bei der Kontrastmittelapplikation sollte die größte Sorgfalt darauf verwendet wer-

den, sämtliche Luft aus dem Injektionssystem zu entfernen, da viele kongenitale Herzvitien mit einem Rechts-links-Shunt vergesellschaftet sind und ansonsten systemische Gasembolien drohen.

Fazit für die Praxis

- Der CT kommt mit den modernen Gerätegenerationen eine zunehmende Bedeutung bei der diagnostischen Abklärung kongenitaler Herzfehler zu, auch wenn die Echokardiographie aufgrund ihrer breiten Verfügbarkeit und der fehlenden Belastung der Patienten durch Röntgenstrahlen nach wie vor als Referenzstandard anzusehen ist.
- Bei Fragestellungen, die nicht koronare Anomalien betreffen, sind nicht-EKG-synchronisierte CT-Protokolle vorzuziehen. Diese bieten eine gute Aussagekraft bei gegenüber EKG-synchronisierten Protokollen kürzerer Untersuchungszeit und niedriger Strahlenexposition.
- Bei Neugeborenen und Kleinkindern wird durch die Reduktion der Röhrenspannung auf 80 kV eine erhebliche Dosisersparnis bei diagnostischer Bildqualität erzielt.
- Die Einführung der Untersuchungsprotokolle mit hohem Pitchfaktor macht die Untersuchung weniger bewegungsanfällig als mit der bisherigen Technik und führt durch die extrem verkürzte Untersuchungsdauer zu einer weiteren Dosisreduktion.
- Komplexe anatomische Fehlbildungen, die echokardiographisch nur eingeschränkt detektierbar sind, lassen sich computertomographisch übersichtlich darstellen. Durch die fortschrittliche Technik kann die Strahlenexposition häufig auf unter 1 mSv gesenkt werden.

Korrespondenzadresse

PD Dr. S. Leschka



Institut für Radiologie,
Kantonsspital St.Gallen,
Universität Zürich,
Rorschacherstr. 95,
CH-9007 St. Gallen, Schweiz
sebastian.leschka@kssg.ch

Interessenkonflikt. Der korrespondierende Autor gibt an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Literatur

1. Voges J, Jerosch-Herold M, Helle M et al (2010) 3-Tesla-Magnetresonanztomographie zur Untersuchung von Kindern und Erwachsenen mit angeborenen Herzfehlern. *Radiologe* 50:799–808
2. Hoffman JI, Kaplan S (2002) The incidence of congenital heart disease. *J Am Coll Cardiol* 39:1890–1900
3. Moller JH, Taubert KA, Allen HD et al (1994) Cardiovascular health and disease in children: current status. A Special Writing Group from the Task Force on Children and Youth, American Heart Association. *Circulation* 89:923–930
4. Goo HW, Park IS, Ko JK et al (2003) CT of congenital heart disease: normal anatomy and typical pathologic conditions. *Radiographics* 23 Spec No:S147–165
5. Wren C, O'Sullivan JJ (2001) Survival with congenital heart disease and need for follow up in adult life. *Heart* 85:438–443
6. Kacmaz F, Isiksalan Ozbulbul N, Alyan O et al (2008) Imaging of coronary artery fistulas by multidetector computed tomography: is multidetector computed tomography sensitive? *Clin Cardiol* 31:41–47
7. Flohr TG, McCollough CH, Bruder H et al (2006) First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur Radiol* 16:256–268
8. Leschka S, Stolzmann P, Desbiolles L et al (2009) Diagnostic accuracy of high-pitch dual-source CT for the assessment of coronary stenoses: first experience. *Eur Radiol* 19:2896–2903
9. Arnoldi E, Ramos-Duran I, Abro JA et al (2010) Coronary CT angiography using prospective ECG triggering: high diagnostic accuracy with low radiation dose. *Radiologe* 50:500–506
10. Cheng Z, Wang X, Duan Y et al (2010) Low-dose prospective ECG-triggering dual-source CT angiography in infants and children with complex congenital heart disease: first experience. *Eur Radiol* 20:2503–2511
11. Brenner D, Elliston C, Hall E, Berdon W (2001) Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. *AJR Am J Roentgenol* 176:289–296
12. Goo HW, Seo DM, Yun TJ et al (2009) Coronary artery anomalies and clinically important anatomy in patients with congenital heart disease: multislice CT findings. *Pediatr Radiol* 39:265–273
13. Leschka S, Kim CH, Baumüller S et al (2010) Scan length adjustment of CT coronary angiography using the calcium scoring scan: effect on radiation dose. *AJR Am J Roentgenol* 194:W272–W277
14. Leschka S, Stolzmann P, Schmid FT et al (2008) Low kilovoltage cardiac dual-source CT: attenuation, noise, and radiation dose. *Eur Radiol* 18:1809–1817
15. Leschka S, Scheffel H, Desbiolles L et al (2007) Image quality and reconstruction intervals of dual-source CT coronary angiography: recommendations for ECG-pulsing windowing. *Invest Radiol* 42:543–549
16. Weustink AC, Mollet NR, Pugliese F et al (2008) Optimal electrocardiographic pulsing windows and heart rate: effect on image quality and radiation exposure at dual-source coronary CT angiography. *Radiology* 248:792–798